Über vergleichende Minutenvolumen-Bestimmungen

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

einer

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Badischen Albert-Ludwigs-Universität

zu

Freiburg i. Br.

Vorgelegt von

HANS PETER

aus Freiburg i. B.

1 9 3 2

Buchdruckerei Albert Becht, Tübingen, Hirschgasse 16

Referent: Professor Dr. med. Wilhelm Starlinger

Dekan: Professor Dr. med. Wilhelm von Moellendorff

Gedruckt mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Badischen Albert-Ludwigs-Universität zu Freiburg i. Br.

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Ueber vergleichende Minutenvolumen-Bestimmungen

Die Aufgabe des Kreislaufes besteht darin, dem Organismus das zu seinen vitalen Funktionen nötige Blutquantum zur Verfügung zu stellen. Von jeher wurde es als ein Hauptproblem der Kreislaufphysiologie betrachtet, die Größe der vom Herzen pro Zeiteinheit ausgeworfene Blutmenge bestimmen zu können.

In Tierversuchen läßt sich diese Aufgabe relativ einfach lösen durch direkt in die Strombahn eingeführte Meßinstrumente. Für den Menschen sind diese blutigen Methoden nicht anwendbar. Man sah sich deshalb gezwungen, in unblutiger Weise das Schlagvolumen zu ermitteln.

Im ersten Teil dieser Arbeit soll gezeigt werden, welche Entwicklung die Methodik der Bestimmung des Minutenvolumens genommen hat, angefangen von den blutigen physikalischen, über die gasanalytischen zu den modernen physikalischen unblutigen Methoden.

Im zweiten Teil der vorliegenden Arbeit soll die Anwendbarkeit der modernsten physikalischen, von Broemser am Tier ausgearbeiteten Methode, für den Menschen genau geprüft werden.

Schlagvolumen des linken Herzens und Stromstärke=Geschwindigkeit in der Aorta sind einander bei gleichbleibender Pulsfrequenz proportional. Es bestehen daher folgende Möglichkeiten, das Schlagvolumen zu bestimmen:

1. Durch direkte Ausmessung der Ventrikelkapizität.
2. Indirekt durch Bestimmung der Stromgeschwindigkeit in der Aorta.

Der Versuch, am toten Herzen die Ventrikelkapazität (1) zu bestimmen, ist von vornherein zur Aussichtslosigkeit verurteilt. Das tote Herz ist gegenüber dem lebenden in bezug auf Tonus und Elastizität verändert. Aber selbst wenn man ganz frische Herzen verwendet, kommt man zu keinem brauchbaren Ergebnis, da man den Druck nicht kennt, unter dem die Ventrikelfüllung zustande kommt. Außerdem weiß man nicht, wieviel Blut bei jeder Systole in der Kammer zurückbleibt. Der Gedanke, die

Größe des Schlagvolumens aus der systolischen Volumabnahme pletysmographisch zu ermitteln, war aussichtsreicher. Als unbekannter Faktor kam aber hier die während der Ventrikelsystole erfolgende Füllung der Vorhöfe hinzu. Schließlich ist es auch unwahrscheinlich, daß sich das in die Kapsel eingeschlossene Herz unter normalen Bedingungen füllt und entleert.

Auf einem ganz anderen Prinzip beruht eine Methode, die von Klewitz (2) zur Bestimmung des Schlagvolumens des Herzens auf rein physikalischem Wege erdacht wurde.

Die im Respirationstrakt enthaltene Luftmasse verschiebt sich bei den einzelnen Phasen der Herztätigkeit derart, daß mit Beginn der Systole Luft eintritt, während bei der Diastole ein Austritt von Luft zustande kommt. Auf dieser Erscheinung basiert die Methode von Klewitz. Während eines vollkommenen Atemstillstandes werden die sich im Respirationstrakt abspielenden Luftverschiebungen mittels Frank'scher Manometerkapsel registriert und die Ausschläge des Spiegels photographisch festgehalten. Die so gewonnenen Ergebnisse, die für die Größe des Minuten- bzw. Schlagvolumens maßgebend sein sollen, können keinen Anspruch auf absolute Richtigkeit machen. Denn es wird die Blutmenge, die bei der Systole den Brustraum nicht verläßt, also zur kardiopneumonischen Bewegung nicht beiträgt, sondern in die Koronar- und Bronchialgefäße abgeschoben wird, nicht berücksichtigt. Weiterhin ist zu bedenken, daß Brust- und Bauchhöhle von einander durch das elastische Zwerchfell getrennt sind. Ein Teil der durch die Herzaktion verursachten Volumschwankungen pflanzt sich über das Zwerchfell auf die Bauchhöhle fort.

Um das Zwerchfell als Fehlerquelle auszuschalten, läßt Wiedemann (3) eine feste unelastische Bauchbinde anlegen. Er schlägt zur Verbesserung der Methodik vor, nicht die Volumschwankungen, sondern die durch die kardiopneumonischen Bewegungen hervorgerufenen Druckschwankungen zu registrieren. Auch hiergegen läßt sich anführen, daß diese Druckschwankungen nicht der wahre Ausdruck der physikalischen Vorgänge in der linken Kammer sind.

Man sah sich deshalb gezwungen, indirekt aus der Messung der Strömungsgeschwindigkeit in der Aorta das Sekunden- bzw. Schlagvolumen zu errechnen. Kennt man nämlich die Strömungs-

geschwindigkeit in der Aorta und ihren Querschnitt, so bestimmt sich aus diesen Größen das Sekundenvolumen nach der Formel: V = c = Q (V = Sekundenvolumen, c = Geschwindigkeit in der Aorta, Q = Querschnitt der Aorta).

Zur Messung der Blutgeschwindigkeit in einem Blutgefäß wurden die verschiedensten Apparate konstruiert. Einer der ältesten ist das „Hämodromometer" von Volkmann (4). Der Apparat besteht aus einer langen gläsernen U-Röhre von bekanntem Inhalt, die vermittels zweier konischer Ansatzstücke in ein durchschnittenes Gefäß eingesetzt werden kann. Die Röhre ist mit Wasser gefüllt. Man mißt die Zeit, die vergeht, bis das einströmende Blut das Wasser aus der Röhre verdrängt hat und berechnet, da die Länge der U-Röhre bekannt ist, daraus die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes und aus dem bekannten Inhalt der Röhre das Sekundenvolumen des Gefäßes.

Die Messung kann keinen Anspruch auf große Genauigkeit machen. Die Versuchsdauer ist außerordentlich kurz. Die Messung kann nur einmal vorgenommen werden, und die Grenze zwischen Blut und Wasser ist nicht scharf, sondern beide gehen langsam ineinander über.

Die technischen Nachteile des Hämodromometers hat Ludwig im Jahre 1867 mit der Konstruktion seiner Stromuhr ausgeglichen. Die Stromuhr erlaubt eine beliebig lange Beobachtungszeit dadurch, daß das U-Rohr um 180 Grad drehbar konstruiert wurde. Die Volumgeschwindigkeit des Blutes ergibt sich aus der Kenntnis des Volumens der Stromuhr, sowie aus der Anzahl der Drehungen pro Minute. Dividiert man die errechnete Geschwindigkeit durch die Pulsfrequenz, so erhält man das Schlagvolumen, vorausgesetzt, daß die Messung an der Aorta ascendens ausgeführt wurde.

Ehe die Stromuhr von Ludwig konstruiert war, hatte Stolnikow (5) am vereinfachten Kreislauf des Hundes Versuche zur Ermittlung der Blutströmungsgeschwindigkeit angestellt, die als Vorläufer der Stromuhrexperimente zu gelten haben. Er unterband alle Teile der Aorta mit Ausnahme der A. axillaris. Das Blut strömte von hier aus in die V. jugularis, nachdem es den Meßapparat, der aus einer Röhre bestand, durchlaufen hatte.

An dieser Methode ist vor allem fehlerhaft, daß der periphere Widerstand von dem unter normalen Bedingungen bestehenden abweicht. Das Herz arbeitet nur gegen einen Druck von 30 bis

40 mmg Hg. der von der Flüssigkeit in der Meßröhre bestimmt wurde.

Die Stromuhr von Ludwig wurde verschiedentlich verbessert und auch registrierbar gestaltet. Die erste registrierende Stromuhr hat Hürthle (6) angegeben. Sie wurde von Burton-Opitz (7) verbessert. Das Wichtigste an seinem Apparat ist ein wagrechter Zylinder, in dem ein Kolben sich bewegen kann. Seine durch das einströmende Blut erzeugten Bewegungen werden mit Hilfe eines Schreibhebels auf ein Kymographion aufgezeichnet. Unter dem Boden des Zylinders befindet sich eine Kapsel, in die eine genau eingepaßte Drehscheibe eingelassen ist. Die Drehscheibe ist zweimal U-förmig durchbohrt. Die Oeffnungen in der Durchbohrung korrespondieren mit Oeffnungen in der Kapsel, die so gestellt sind, daß zwei in die Längs- und zwei in der Querachse die Kapsel zu liegen kommen. Die ersteren dienen der Verbindung der Stromuhr mit dem Blutgefäß, die letzteren der Verbindung zwischen Drehscheibe und Zylinder. Nachdem der Zylinder mit Kochsalzlösung gefüllt und in Mittelstellung gebracht ist, werden die beiden Enden des Gefäßes angeschlossen. Bei Stellung I der Drehscheibe fließt das Blut vom peripheren Ende des Gefäßes durch das Verbindungsrohr der Kapsel mit dem Zylinder in dessen rechten Teil, und der Kolben wird nach links getrieben. Die im linken Zylinderteil befindliche Flüssigkeit wird durch die andere Verbindungsröhre in die Kapsel und in das Zentralende des Gefäßes gedrückt. Hat der Kolben seine äußerste Linksstellung erreicht, so wird die Drehscheibe gedreht und der Prozeß läuft umgekehrt ab.

Fleisch (8) sieht bei der Konstruktion seiner Druckdifferentialstromuhr von einer direkten Messung der durchströmenden Blutmenge ab. Das Durchflußvolumen wird indirekt aus der Druckdifferenz bestimmt, die eine Flüssigkeit erleidet, wenn sie durch ein starres Rohr fließt. Die Konstruktion dieser Stromuhr beruht auf dem Poiseuille'schen Gesetze (Durchflußmenge = direkt proportional der Druckdifferenz). Die Druckdifferenzen werden auf eine Manometerkapsel übertragen. Die Ausschläge der Gummimembran des Manometers werden auf einem Frank'schen Photo-Kymographion registriert.

In neuester Zeit gelang H. Rein (9) die Konstruktion einer Stromuhr, die es gestattet, Messungen mittlerer Durchflußmengen in der Zeiteinheit durchzuführen, ohne das betreffende Gefäß zu

eröffnen, d. h. also auf unblutigem Wege. Die Konstruktion basiert auf folgender Ueberlegung: Einer in einem Gefäß fließenden Blutmenge wird an einer Stelle eine möglichst konstante Wärmemenge zugeführt. Das Blut wird sich um so mehr erwärmen, je langsamer es fließt. Gelingt es, die stromauf und stromab von der Heizstelle vorhandenen Temperaturdifferenzen festzustellen, so lassen sich Rückschlüsse auf Strömungsgeschwindigkeit bzw. Durchflußvolumen machen. Als einzige Form der Wärmezufuhr, über deren physikalische Größenanordnung man ständig genauestens orientiert ist, kommt die elektrische in Form von Hochfrequenzströmen in Frage. Die Temperaturdifferenzen werden thermoelektrisch gemessen. Als einzige Unbekannte bleibt die zu erwärmende Masse, d. i. die mit Hilfe des Verfahrens zu ermittelnde Blutsäule. Versuche, die der Konstrukteur der Thermostromuhr über die Durchblutungsverhältnisse an den verschiedensten Organen anstellte, bewiesen die Brauchbarkeit des Instruments besonders dann, wenn es sich darum handelt, unter möglichst physiologischen Bedingungen, also ohne Eröffnung oder Durchtrennung von Gefäßen die mittlere Durchblutung zu beobachten. Die Methode ist für kurzdauernde hämodynamische Beobachtungen nicht gedacht und hierfür auch nicht geeignet. Diesen Zweck, also auch den der Schlagvolumenbestimmung auf physikalischem Weg in kürzester Zeit erfüllen die Apparate von Frank und seiner Schule, die unten noch eingehend beschrieben werden.

Schon 50 Jahre vor der Konstruktion der Hürthle'schen Stromuhr hat Vierordt (10) eine Versuchsanordnung erdacht, mit deren Hilfe er die Aenderungen der Blutgeschwindigkeit innerhalb einer kürzeren Zeitperiode registrieren konnte. Der Apparat ist konstruiert nach dem physikalischen Prinzip, nach welchem die Ausschläge eines frei in der Strombahn schwebenden Pendelchens abhängig sind von der Stromgeschwindigkeit. Das Vierordt'sche Hämotachometer besteht aus einem Glaskästchen, das vermittels zweier Ansatzstücke in die Strombahn eingesetzt wird. Ein senkrecht herabhängendes Pendelchen wird vom Blutstrom abgelenkt und zwar um so mehr, je größer seine Geschwindigkeit ist. Hat man das Instrument zuvor an Strömen bekannter Geschwindigkeit geeicht, so kann man die Blutgeschwindigkeit mit dem hydrometrischen Pendel bestimmen.

Auf demselben Prinzip beruht der von Chauveau (11) und

Lortet (12) konstruierte Dromograph. Während Vierordt die Pendelausschläge von Hand registrierte, wurden sie beim Dromographen mit Hilfe einer Marey'schen Kapsel und Lufttransmission auf eine Schreibkapsel übertragen.

Zur Geschwindigkeitsmessung in geschlossenen Leitungen werden in der Hydraulik die sog. Pitot'schen Röhrchen und das Venturimeter verwendet. Es handelt sich bei den Pitotschen Röhrchen um zwei rechtwinklig abgebogene Glasröhrchen, die so in den zu messenden Flüssigkeitsstrom eingesenkt werden, daß der horizontale Schenkel der einen Röhre gegen die Stromrichtung, der der zweiten in die Stromrichtung zu liegen kommt. Der Druck in der zur Stromrichtung offenen Röhre ist größer als in der anderen. Aus der Druckdifferenz läßt sich die Strömungsgeschwindigkeit messen.

Um die Möglichkeit einer Blutgerinnung in den Pitotschen Röhrchen zu verhindern, vereinigt Frank (13) die beiden Röhrchen zu einem doppelläufigen Katheter mit entgegengesetzt gerichteten Oeffnungen. In ihrer ursprünglichen Form waren die Pitotschen Röhrchen zur Messung der Blutströmungsgeschwindigkeit nicht besonders geeignet. Durch den raschen Geschwindigkeitswechsel in der Röhre wird die Flüssigkeitsmasse in beiden Schenkeln in Schwingung versetzt. Dadurch wird eine falsche Druckdifferenz vorgetäuscht. Die Fälschung ist umso größer, je länger die Wassersäule in den Schenkeln ist. Doch dürften die von Frank registrierten Photogramme einen ebenso großen Anspruch auf Genauigkeit erheben, wie die mit dem hydrometrischen Pendel erhaltenen.

Verengert sich ein Rohr plötzlich an einer Stelle, dann vergrößert sich die Geschwindigkeit der darin fließenden Flüssigkeit. Zugleich wird der Druck auf die Seitenwände geringer. Erweitert sich das Rohr wieder auf den alten Querschnitt, so entsteht eine Druckdifferenz gegenüber der Stelle vor der Verengerung, die etwa proportional ist dem Quadrat der Stromstärke. Mit Hilfe eines Differentialmanometers ist man in der Lage, die Druckdifferenz zu registrieren und den Ablauf der Stromstärke kurvenmäßig festzulegen.

Es lag nahe, mit Hilfe dieses Prinzips des Venturimeterrohres (14) das Schlagvolumen zu bestimmen. Dazu band man eine nach dem Venturimeterprinzip konstruierte Kanüle in die Aorta ascendens ein. Das Schlagvolumen wurde vermittels der

Differentialmanometermethode durch Integrierung der Geschwindigkeitskurve bestimmt, und die erhaltenen Resultate mit denen, die man durch Messung des Minutenvolumens nach gasanalytischem Verfahren erhielt, verglichen.

Ausgehend von dem Prinzi pder Pilot'schen Röhrchen, konstruierte Broemser (15) eine Apparatur, die es ihm ermöglichte, Geschwindigkeitskurven vom uneröffneten Gefäß zu gewinnen. Drückt man ein von Flüssigkeit durchströmtes elastisches Rohr an einer Stelle etwas ein, so wird sich zwischen zwei Punkten, deren einer vor dem Hindernis, der andere dahinter gelegen ist, eine Druckdifferenz ausbilden. Vor der Einbuchtung wird ein Stau, dahinter ein Sog entstehen. Als erstes Modell seines Differentialsphygmographen diente ein Keil als Strombahnhindernis zusammen mit zwei fest durch einen Hebel miteinander verbundenen Pelotten. Die eine wurde vor, die andere hinter dem Keil auf die Gefäßwand aufgesetzt. Der Hebel war um zwei aufeinander senkrechtstehende Achsen drehbar. Die Ausschläge des Instrumentes um die der Strombahn parallele Achse geben die Summe des Blutdruckes vor und hinter dem Keil. Die Ausschläge um die zweite Achse ergeben die Differenz der beiden Drucke und schreiben Geschwindigkeitskurven. Die Genauigkeit der optischen Registrierung hing zum größten Teil davon ab, daß die beiden Pelotten mit genau gleicher Kraft auf die Gefäßwand aufgedrückt wurden. Deshalb gab Broemser diese Art der Registrierung auf, zugunsten einer sog. Sendekapsel, mit der die Bewegung der Gefäßwand vor und hinter dem Hindernis registriert wurde. Die Sendekapsel hat die Form einer hohlen Halbkugel. Sie ist durch eine Wand in zwei gleiche Hälften geteilt. Die Scheidewand wird als Hindernis auf die Gefäßwand aufgesetzt. Beiderseits von ihr ist die Kapsel dachfirstförmig abgeschrägt und mit einer dünnen Gummimembran überzogen. Beide Hälften der metallenen Sendekapsel besitzen je ein Ansatzrohr, von dem aus je ein Gummischlauch zu einer Registrierkapsel führt. Die Registrierung erfolgt auf optischem Wege. Experimentell ließ sich nachweisen, daß die geschriebenen Kurven wirkliche Geschwindigkeitskurven darstellen.

Da das Instrument gleichzeitig Druck- und Geschwindigkeitskurven aufzeichnet, ist die Möglichkeit gegeben, die Geschwindigkeitskurven in einem Koordinatensystem festzulegen. Die von dieser Kurve umschriebene Fläche im Koordinatensystem muß

gleich dem Schlagvolumen gesetzt werden können. Zur Eichung der Kurven und zur Bestimmung des absoluten Wertes des Schlagvolumens in ccm dient eine gasanalytische Vergleichsmethode.

Nach Fick kann man die Geschwindigkeit, mit der das Blut in einen Körperteil einströmt, dadurch, bestimmen, daß man die Volumschwankungen dieses Körperteiles mißt. Allein der arterielle Zustrom bestimmt die mit dem Plethysmographen registrierte Volumpulskurve. Der venöse Abfluß braucht, da er konstant ist, nicht berücksichtigt zu werden. Der erste Differentialquotient dieser Volumpulskurve bedeutet die Geschwindigkeit der Volumänderung und ist maßgebend für die Strömungsgeschwindigkeit. V. Kries (16) hat einen Tachographen erdacht, der sich aus einer Pletysmographenkapsel zusammensetzt, die mit einer Gasflamme in Verbindung steht. Bei konstantem Volumen der Kapsel brennt die Flamme ruhig. Vergrößert sich das Volumen, so schlägt die Flamme nach oben aus, umgekehrt bei verringertem Volumen. V. Kries nimmt an, daß der Ausschlag der Flamme der Geschwindigkeit der Volumänderung proportional ist. Man ist daher in der Lage, auf photographischem Wege Geschwindigkeitskurven für das Einströmen des Blutes in das betr. Organ zu erhalten. Der v. Kries'sche Tachograph wurde von Frank (17) verbessert. Die Kapsel seines Instrumentes besitzt zwei Oeffnungen. Die eine führt zu einer empfindlichen optischen Kapsel, die andere kann durch einen Hahn verschlossen werden. Bei offenem Hahn schreibt die Kapsel die Volumschwankungen auf. Ist der Hahn geschlossen, so schreibt die Kapsel die ersten Differentialquotienten der Volumenschwankungen, d. h. die Einströmungsgeschwindigkeiten des Blutes in das betr. Organ.

Das Prinzip von Zuntz.

Zuntz (18) rief durch Vagusreizung einen temporären Herzstillstand hervor. Dabei maß er die vom Herzen gelieferte Blutmenge durch diejenige, die man nach Stillegung des Herzens in die Aorta injizieren muß, um den manometrisch gemessenen Blutdruck auf derselben Höhe zu halten. Die gefundenen Werte sind den auf andere Weise ermittelten sehr ähnlich.

Eine eigenartige Methode hat Lohmann (19) angegeben. Er durchschnitt die Aorta vor dem Abgang der großen Halsgefäße. Das Volumen des unter arteriellem Druck austretenden Blutes

wurde gemessen. Gleichzeitig sorgte er für die Unterhaltung der Zirkulation dadurch, daß er in das periphere Ende der Aorta unter Druck Blut einlaufen ließ. Die Division des aufgefangenen Blutquantums durch die Anzahl der Herzkontraktionen ergibt das Schlagvolumen.

Mit einer ähnlichen Versuchstechnik experimentierte Bohlmann (20). Er konnte bei seinen Versuchen zwar keine gesetzmäßige Beziehung zwischen Blutdruck und Minutenvolumen feststellen, dagegen konstatierte er eine Abhängigkeit des Schlagvolumens von der Temperatur.

Hering hat mit Hilfe seiner Infusionsmethode die Umlaufszeit des Blutes bestimmt. Von demselben Prinzip machte Stewart (21) Gebrauch, um das Schlagvolumen zu ermitteln. Während einer ganz bestimmten Zeit wird eine Kochsalzlösung in die Aorta injiziert und an einer bestimmten Arterie z. B. an der Femoralis deren Konzentration gemessen mit Hilfe der Kohlrausch'schen Widerstandsbestimmung für Elektrolyte. Da die Menge der injizierten Flüssigkeit bekannt ist, läßt sich die in einer gewissen Zeit aus dem Herzen herausgetriebene Blutmenge berechnen. Voraussetzung für diese Methode ist eine völlige Durchmischung der injizierten Flüssigkeit mit dem Blut.

Mit einer ganz anderen Methode kamen Howell und Donaldson (22) zu ganz ähnlichen Werten wie Stewart. Sie isolierten das Herz völlig vom großen Kreislauf. Die Entleerung erfolgte durch einen mit der Aorta verbundenen Schlauch. Dem rechten Vorhof wurde von einem Behälter aus Blut zugeführt. Der Lungenkreislauf durch die künstlich ventilierte Lunge blieb erhalten. Damit die Kammer gegen einen entsprechenden Druck zu arbeiten hatte, wurde das freie Ende des mit der Aorta verbundenen Schlauches hochgestellt.

Bisher wurden die verschiedensten Methoden beschrieben, mit deren Hilfe es möglich ist, die Blutströmungsgeschwindigkeit zu ermitteln. Die zweite Größe, die zur zahlenmäßigen Feststellung des Sekundenvolumens notwendigerweise bestimmt werden muß, ist der Querschnitt der Aorta. Auf Grund ausgedehnter pathologisch-anatomischer Untersuchungen ist anzunehmen, daß zwischen Alter, Körpergewicht und Aortenquerschnitt bestimmte Beziehungen bestehen (23). Sie lassen sich kurvenmäßig darstellen und geben annähernd genaue Resultate. Neuerdings ist es gelungen, den Aortenquerschnitt röntgenologisch

festzustellen. Darüber soll später berichtet werden.

Mit Hilfe der beiden experimentell festgelegten Größen: Geschwindigkeit in der Aorta und deren Querschnitt läßt sich das Sekundenvolumen berechnen nach der Gleichung: $V = c \cdot Q$.

Die ersten Angaben über die absolute zahlenmäßige Größe des Schlagvolumens beim Menschen stammen von Volkmann (24) und Vierordt (25). Ersterer bestimmte mit Hilfe seines Hämodromometers die Geschwindigkeit in der Carotis an Hunden, Pferden, Schafen und Ziegen. Unter der Voraussetzung, daß die Gesamtgeschwindigkeit in den aus einem Arterienstamm entspringenden Aesten zu der im Hauptstamm im umgekehrten Verhältnisse steht wie die Gesamtquerschnitte, berechnete er aus der ermittelten Strömungsgeschwindigkeit in der Carotis die in der Aorta. Aus deren Querschnitt und der gefundenen Geschwindigkeit ihrer Blutströmung ergibt sich das Sekund- und Schlagvolumen. Die am Tier gewonnenen Ergebnisse rechnete Volkmann auf den Menschen um und kam dabei zu einer Größe von 188 ccm für das Schlagvolumen. Vierordt errechnete aus seinen Tachometerversuchen ein Schlagvolumen von 180 ccm für das menschliche Herz.

Diese Berechnungsweise entbehrt jedoch, wie die Untersuchungen von Jacobson eindeutig zeigen, einer richtigen theoretischen Grundlage. Er fand, daß der Verzweigungswinkel maßgebend ist für das Verhältnis, nach welchem sich der Stammstrom in seine Zweigströme teilt. Je größer der Winkel ist, desto mehr fließt von der gesamten Flüssigkeitsmasse durch den Zweig, der die Verlängerung des Stammstromes bildet. Außerdem blieb dabei unberücksichtigt, daß der Widerstand in den verschiedenen Gefäßbezirken sehr variabel und von der Innervation der Ge-Gefäßmuskulatur abhängig ist.

Tigerstedt (26) kommt auf Grund dieser Ueberlegungen zu dem Schluß, daß man das Schlagvolumen nur auf direktem Wege bestimmen könne. Es gelang ihm nach vielen vergeblichen Versuchen, eine Stromuhr in die ungeteilte Aorta des Kaninchens einzubinden, nachdem er gefunden hatte, daß man den Zustrom von den Vorhöfen zu den Ventrikeln durch Anlegen einer Klammer für drei bis fünf Minuten drosseln konnte, ohne daß das Tier starb. Er benutzte zur Messung eine Stromuhr, die der Ludwigschen im Prinzip ähnlich war.

Tigerstedt gibt für die Größe des Schlagvolumens beim

Menschen keinen absoluten Wert an. Er erklärt jedoch, daß er die von Volkmann und Vierordt berechneten Zahlen für viel zu groß halte.

Die Fick'sche Idee.

Auf ganz neue Bahnen wurde die Kreislaufphysiologie gelenkt, als A. Fick (27) im Jahre 1870 den genialen Vorschlag machte, die Größe des bei jeder Systole aus den Herzkammern ausgeworfenen Blutquantums aus dem Gaswechsel in Lunge und Blut zu errechnen. Ficks Vorschlag ging dahin, die Menge des in einer bestimmten Zeit eingeatmeten Sauerstoffes und der ausgeatmeten Kohlensäure zu bestimmen. Während der Versuchszeit wird eine Probe arteriellen und venösen Blutes entnommen und der Unterschied im Gasgehalt für die beiden Gase bestimmt. Aus der Differenz berechnet man, wieviel Sauerstoff pro Gramm Blut aufgenommen wurde. Da man die Gesamtaufnahme an Sauerstoff kennt, läßt sich die während der Versuchszeit durch die Lungengefäße geflossene Blutmenge leicht berechnen. Es gilt folgende Gleichung::

$$\frac{O_2\text{-Aufnahme pro Minute}}{\text{arterio-venöse } O_2\text{-Differ.}} = \text{Zirkulation in Minutenlitern.}$$

Für die Kohlensäure läßt sich dieselbe Rechnung durchführen. Damit hat man zugleich eine Kontrolle für die Richtigkeit des bestimmten Wertes.

Fick selbst konnte seine Idee nicht praktisch durchführen, da es ihm an den dazu nötigen Gaspumpen fehlte. Nach den Untersuchungen, die im Ludwigschen Laboratorium an Hunden gemacht wurden, schätzt Fick, gleiche Verhältnisse beim Menschen vorausgesetzt, die Größe des Schlagvolumens auf 77 cm.

Stolnikow bedauerte im Jahre 1886, daß bisher noch niemand versucht habe, auf diesem „unanfechtbaren Grundsatz" das Minutenvolumen zu bestimmen. Noch im selben Jahre suchten Gréhant und Quinquaud (28) mit Hilfe der Fick'schen Methode die zirkulierende Blutmenge beim Hund zu errechnen. Das venöse Blut entnahmen sie direkt dem rechten Herzen. Das arterielle stammte aus der Arteria Carotis.

Die Ficksche Idee setzt voraus, daß in der Lunge selbst keine Oxydationsprozesse stattfinden, andernfalls würden die Resultate gefälscht. Bohr (29) und Henriques experimentierten in dieser Richtung und fanden, daß ein Teil der Kohlensäure nicht im Gewebe, sondern in der Lunge selbst erzeugt wird. Der

Sauerstoffverbrauch in der Lunge kann nach ihren Ergebnissen bis zu 50 % des Gesamtverbrauches an Sauerstoff ausmachen. Dem widersprachen Zuntz und Hagemann (30).

Die ersten Versuche, mit Hilfe des Fickschen Vorschlages, das Schlag- bzw. Minutenvolumen zu bestimmen, wurden operativ an Tieren gemacht. Sie bereiteten den Weg zur Verwendung seiner Methode am Menschen vor.

Die Ermittlung des Minutenvolumens nach dem Fickschen Prinzip erfolgt:

1. aus dem Minutengaswechsel,
2. aus der Bestimmung der „Ausnutzung" oder „Arterialisierung" (Loewy und v. Schroetter, Krogh und Lindhard, Weiß) =Unterschied im Gasgehalt des arteriellen und venösen Blutes.

Zur Bestimmung des Minutengaswechsels bedient man sich entweder der Methoden mit geschlossenem System nach Krogh (31), oder der Methoden mit offenem System nach Zuntz-Geppert (32), oder Douglas (33).

Die Bestimmung der Ausnutzung oder Arterialisierung geschieht durch die Ermittlung des Gasgehaltes im arteriellen und venösen Blute.

Die Bestimmung des Gasgehaltes im arteriellen Blute erfolgt entweder direkt durch Arterienpunktion, oder indirekt aus den alveolären Gasspannungen. Die Arterienpunktion ist als Idealverfahren zur Bestimmung der Zusammensetzung des arteriellen Blutes zu bezeichnen (34). Dabei muß aber eine wichtige Voraussetzung erfüllt sein: Die Atmung darf sich während der Punktion nicht ändern. In erster Linie ist dabei an die Schmerzhyperpnoe zu denken, die zu einer weitgehenden Aenderung der alveolären Gasspannungen besonders der CO_2-Spannung führen kann.

Die Physiologie nimmt heute an, daß der Lungengaswechsel ein physikalischer Vorgang ist. Deshalb ist die in den Alveolen herrschende O_2-Spannung nie niedriger als im arteriellen Blut und die in den Alveolen herrschende CO_2-Spannung nie höher als im arteriellen Blut. Durch den Atmungsvorgang wird das aus dem rechten Herzen stammende venöse Blut arterialisiert. Es gleichen sich die Spannungen der Blutgase gegen die Gasspannungen in den respirierenden Lungenalveolen aus. Will man sich über die Gasspannungen des arteriellen Blutes orientieren, so geschieht dies

durch Bestimmung der Gasspannungen der atmenden Lungenalveolen.

Wenn man einen mehr oder minder vollkommenen Spannungsausgleich annimmt zwischen Alveolenluft und arteriellem Blut, dann lassen sich aus dieser Annahme heraus die arteriellen Blutgase indirekt berechnen. Der Gang der Bestimmung ist folgender:

1. Feststellung der alveolären Gasspannungen.

Ihre Bestimmung erfolgt aus der Beschaffenheit der ausgeatmeten Luft, die aus zwei Anteilen sich zusammensetzt, einem der zuletzt eingeatmet in den oberen Luftwegen blieb, ohne am Gasaustausch teilzunehmen und einem zweiten, aus den Lungenbläschen direkt stammenden. Bei der Bestimmung der Gasspannung ist der Anteil, der die Zusammensetzung der Inspirationsluft hat, auszuschließen. Er nimmt einen Raum ein, der nach Loewy (35) zu 140 ccm angenommen werden kann. Dieser „schädliche Raum" zeigt sich in seiner Größenanordnung ziemlich konstant.

Die Spannung=Partialdruck eines Gases berechnet sich nach folgender Formel (36):

Partialdruck = (B-47) × Gas %

B = Barometerdruck in mm Hg.

Gas % = O_2 bzw. CO_2-Gehalt der Alveolarluft in %.

47 = Dampfspannung des Wassers in der Lunge (in mm Hg.).

Der Gasgehalt der Alveolarluft kann entweder indirekt durch Berechnung aus der Bohr-Zuntg'schen Formel ermittelt werden, oder direkt durch Entnahme einer Alveorlarluftprobe mit einem langen Schlauch nach Haldane und Priestley (37) bestimmt werden.

Grundlage der Haldane-Priestleyschen Methode bildet die Erfahrung, daß man nach einer Durchspülung des schädlichen Raumes mit seinem vierfachen Volumen durch die Ausatmungsluft nur noch reine Alveorlarluft erhält. Dazu genügen im allgemeinen 700—800 ccm Ausatmungsluft. Es folgt:

2. Die Sättigung von Blutproben der Versuchspersonen in einem sog. Tonometer. Dazu stehen verschiedene Methoden zur Verfügung Die am meisten benützte ist die nach van Slyke (38) und seinen Mitarbeitern.

3. Gasanalyse des bei den betreffenden Spannungen gesättigten Blutes. Nach dem Verfahren von Haldane (39) oder van Slyke und Neill (40) oder nach Krogh und Liljestrand (41).

Die Bestimmung des Gasgehaltes im gemischt-venösen Blute erfolgt entweder direkt durch Herzpunktion, oder indirekt durch Bestimmung des Gasgehaltes im gemischt-venösen Blute.

In den verschiedenen venösen Stromgebieten ist der O_2-Verlust ein verschiedener. Den Durchschnittswert erhält man nur aus dem Blut des rechten Herzens. Während Weiß (42) noch von der Unmöglichkeit spricht, beim Menschen aus dem rechten Herzen gemischt-venöses Blut zu gewinnen, stehen neuerdings verschiedene Autoren auf dem entgegengesetzten Standpunkt. Lauter (43) ist Anhänger der Punktionsmethode. Er betrachtet die Herzpunktion nach den Erfahrungen der Amerikaner Senners, Watson, Wallace, Milne und Sloan als ungefährlichen Eingriff, der in neuester Zeit zu therapeutischen Zwecken von verschiedenster Seite vorgenommen wurde. (Luigi Tanzi in Rom zum Zweck der Adrenalininjektion.) F. v.Müller ist bei der Punktion pericarditischer Exsudate schon öfter in die Herzhöhlen gelangt, ohne irgend welchen Schaden zu beobachten. Von diesen Erfahrungen ausgehend, hat Lauter seine Resultate über die Größe des Minutenvolumens mit Hilfe der Herzpunktion gewonnen.

Auf dieselbe Weise ging Baumann (44) vor. Er ging aus von den Beobachtungen, die man bei der Punktion des rechten Herzens an Tieren gemacht hatte. Die Punktion hatte weder eine merkliche Beeinflussung des Kreislaufes zur Folge, noch waren an Herz oder Herzbeutel irgend welche Schädigungen nachzuweisen.

Trotzdem ist das Verfahren der Herzpunktion als zu eingreifend zu bezeichnen, als daß es Routinemethode werden könnte. Kroetz (45) erklärt, es ließe sich mit dem ärztlichen Standpunkt nicht vereinbaren, zu einer bis heute nur rein diagnostischen Fragestellung diese blutige Kontrollen weiter heranzuziehen.

Aehnlich der indirekten Bestimmung der arteriellen Blutgase erfolgt auch die der venösen in drei Abschnitten.

1 Die Bestimmung der Gasspannungen im gemischt-venösen Blut.
2. Die Sättigung einer Blutprobe der V.-Person bei den ermittelten Spannungen.
3. Gasanalyse der gesättigten Blutproben.

Ad 1: Zur Durchführung der Bestimmung des Gasgehaltes im

gemischt-venösen Blute auf indirektem Wege ist es notwendig, daß man die Arterialisierung des venösen Blutes in den Lungen verhindert. Hat das Blut keine Gelegenheit, O_2 in den Lungen aufzunehmen, dann passiert es die Alveolen, ohne sich in seiner Zusammensetzung zu verändern. Es wird also in der Lunge die Zusammensetzung jenes Gasgemisches bestimmt, das mit den Gasen des gemischt-venösen Blutes im Spannungsgleichgewicht steht. Dies erkennt man daran, daß während einer gewissen Zeit sich die Zusammensetzung der Lungenluft nicht ändert infolge der gleichen Partialdrucke der Gase in Lunge und gemischt-venösem Blut. Von der Konstanz der Gasspannungen überzeugt man sich dadurch, daß man wiederholt Alveolarluftproben entnimmt und analysiert. Zur Herstellung des Spannungsgleichgewichtes stehen prinzipiell zwei Methoden zur Verfügung:

Die erste Methode stellt es in einem abgeschlossenen Teil der Lunge her. (Loewy und v. Schroetter (46). Das Gleichgewicht stellt sich allmählich von selbst ein.

Nach der zweiten Methode wird das Spannungsgleichgewicht in der ganzen Lunge künstlich hergestellt. Nach diesem Prinzip arbeiten die modernen Verfahren. Da die normale Lungenluft CO_2-ärmer und O_2-reicher ist als das gemischt-venöse Blut, muß künstlich die CO_2-Spannung in der Alveolarluft erhöht, die O_2-Spannung erniedrigt werden. Das erreicht man durch Einatmen verschiedener Gasgemische.

Die nach dem Fickschen Prinzip arbeitenden, gasanalytischen Methoden verwenden Gase, die in den respiratorischen Stoffwechsel eingehen. Ein naheliegender Schritt führte dazu, die Messung des Minutenvolumens mit Gasen zu versuchen, die sich zu Blut- und Stoffwechsel neutral verhalten. Die Bestimmung der zirkulierenden Blutmenge wird dadurch vereinfacht, daß man nur die Geschwindigkeit zu messen hat, mit der ein Gas, dessen Löslichkeit im Blut bekannt ist, bei einem bestimmten Partialdruck von den Lungen zum Blut diffundiert. Bornstein (47) benutzte den Stickstoff. Praktische Verwendung haben außerdem gefunden:

Stickoxydul
Aethyljodid
Aether
Wasserstoff
Aethylen
Acethylen

Alle Eigengasverfahren haben zur Voraussetzung, daß die wirkliche arterio-venöse Differenz gemessen wird. Bei geübten Versuchspersonen sind die Vorbedingungen relativ einfach zu erfüllen. Bei Kreislaufkranken sind die Resultate gefährdet durch verschiedene Faktoren: Die Dyspnoe, die ungenügende Mischung der Lungengase und die Pneumonose. Nach Kroetz (48) fällt die ungenügende Durchmischung nicht sehr ins Gewicht. Verwendet man Gase mit hoher Diffusionskonstante, so lassen sich auch die Austauschstörungen umgehen. Die arterio-venöse Differenz kann aber leicht verändert werden durch einen Wechsel der Atemtiefe. Man muß den Fremdgasmethoden einen Vorzug vor den Eigengasmethoden einräumen. Die Arterienpunktion kommt in Wegfall. Aenderungen der Atemtiefe beeinflussen in derselben Weise sowohl die Sauerstoff- wie die gleichzeitig stattfindende Aufnahme des Fremdgases und fälschen deshalb das Resultat nicht.

Bornstein hat als erster im Jahre 1910 den Gedanken ausgesprochen, zur Bestimmung des Minutenvolumens des Menschen nach dem Fick'schen Prinzip Gase zu verwenden, die sich zu Blut- und Stoffwechsel neutral verhalten. Er gebraucht in seinen Versuchen den Stickstoff. Bei der Durchführung der Experimente gelten die gleichen Gesichtspunkte, wie bei denen, die die Ermittlung der Gasspannungen im gemischt-venösen Blut anstreben.

Theoretisch ist gegen die Bornsteinsche Methode nichts einzuwenden. Ihrer praktischen Verwendung steht die lange Versuchsdauer und die erforderliche Assistenz von zwei Personen entgegen. Letzten Endes spricht gegen die Methode, daß sie an die Intelligenz der Versuchspersonen große Ansprüche stellt. Bornstein selbst hat nur relative Werte ermittelt.

Markoff, Müller und Zuntz (49) wenden das umgekehrte Prinzip an wie Bornstein. Sie lassen die V.-Person aus einem Spirometer N_2O-haltige Luft atmen. In einer bestimmten Zeit wird eine gewisse Menge des Gases von dem Spirometer über die Lungen zum Blut abgegeben werden, die proportional sein muß der während dieser Zeit durch die Lungenkapillaren geflossenen Blutmenge. Kennt man den Absorptionskoeffizienten des N_2O im Blute und ermittelt man den Partialdruck des Fremdgases in den Lungenalveolen, so läßt sich aus diesen Größen die in der Zeiteinheit durch die Lunge geflossene Blutmenge berechnen.

Schon vor der Veröffentlichung der Arbeit von Markoff, Müller

und Zuntz hatten Krogh und Lindhard (50) ihre Methode zur Bestimmung des Minutenvolumens mit Hilfe von N_2O als Fremdgas ausgearbeitet. Im Prinzip sind beide Methoden gleich. In der praktischen Anwendung weichen sie in manchen Punkten voneinander ab.

Das von Haggard und Henderson (51) verwendete Fremdgas ist das Aethyljodid. Das Minutenvolumen berechnet sich aus der Menge des pro Minute durch die Lungen aufgenommenen Fremdgases und aus dem Jodäthangehalt des arteriellen Blutes. Es ist gleich dem Quotienten aus diesen beiden Größen. Gegen die Aethyljodidmethode wurden von verschiedenen Nachuntersuchern ernste Bedenken erhoben.

Baumann (52) fand die mit dieser Methode gefundenen Werte um ca. 35 % höher als die mit der Herzpunktion erhaltenen. Kroetz (53) bezieht die schlechten Resultate, die man mit dieser Methode erhielt, auf die Inkonstanz des Löslichkeitskoeffizienten im Blut. Ferner ist nach Weiß (54) noch nicht bewiesen, daß das Blut frei von Aethyljodid zu den Lungen zurückkehre.

Auf der Suche nach neuen Fremdgasmethoden zur Bestimmung des Minutenvolumens experimentierten die beiden amerikanischen Forscher Henderson und Haggard (55) mit drei weiteren Gasen: mit Aether, mit Wasserstoff und mit Aethylen. Das Minutenvolumen berechnet sich nach der Formel:

$$\frac{\text{Absorbierte Fremdgasmenge pro Minute}}{\text{Femdgaskonz. pro lt. arter. Blutes}} = \text{Zirkulation in Min. Litern}$$

Das Acethylen besitzt mehrere Eigenschaften, die es geeignet erscheinen lassen, zur Bestimmung der zirkulierenden Blutmenge herangezogen zu werden. Die Diffusionskonstante des Acethylens ist relativ groß, sein Löslichkeitskoeffizient zeichnet sich aus durch eine Konstanz für gesundes, wie auch für hämoglobinarmes und -reiches Blut, eine Qualität, die die Jodäthylmethode nicht zu verzeichnen hat. Kroetz (56) berichtet über gute Ergebnisse mit der Acethylenmethode nach Marshall und Grollmann (57).

Nur die Schlagvolumenbestimmungen rein physikalischer Natur sind erfolgversprechend, die streng auf den Gesetzen der Hydro- bzw. Hämodynamik aufgebaut sind.

Der Gedanke, aus der Größe des Blutdruckes Schlüsse auf das Schlagvolumen des Herzens zu ziehen, ist nicht neu. Er wurde zum erstenmal klar diskutiert von Erlanger und Hooker (58) sowie von Strasburger (59). Letzterer führt für die Differenz: systolisch-diastolischer Druck die Bezeichnung „Pulsdruck" ein. Das Verhältnis: Pulsdruck: Maximaldruck bezeichnet er als Blutdruckquotient.

Schon Hoorweg (60) hatte rechnerisch und experimentell nachgewiesen, daß Flächeninhalt der Pulskurve und Schlagvolumen einander proportional sind. Die graphische Darstellung eines Pulsschlages ergibt in der Hauptsache die Form eines Dreiecks, dessen Grundlinie gegeben ist durch die Dauer der Systole. Aus Tierversuchen Hürthles (61) geht hervor, daß diese Größe unter physiologischen Bedingungen konstant ist, daß die Systolendauer also unabhängig von der Herzarbeit ist. Geht man von dieser Voraussetzung aus, dann ist die Höhe dieser Dreiecke der alleinige Faktor, der ihren Flächeninhalt bestimmt. Deshalb ist das Schlagvolumen proportional der Höhe der Pulskurve. An der Trägheit des Sphygmographen scheiterte die Bestimmung der Größe des Schlagvolumens aus der Höhe der Pulskurve. Straßburger nimmt an, daß mit seiner Methode der Messung des systolischen und diastolischen Druckes an einer relativ zentralen, von störenden Reflexionen weniger beeinflußten Arterie wenigstens eine annähernde Schätzung der Größe des Schlagvolumens möglich ist. Er gibt dabei zu, daß die Fehlerquellen, verursacht durch Reflexionen in nicht genau festzulegender Größenanordnung, sowie durch die wahrscheinlich individuell verschiedene Systolendauer beträchtlich sein können.

Auch Fürst und Soetbeer (62) kamen bei ihren experimentellen Untersuchungen über die Beziehung zwischen Füllung und Druck in der Aorta zu der Annahme, daß das Schlagvolumen des Herzens direkt proportional dem Pulsdruck sein müsse. Je mehr Blut bei einer Systole vom Herzen ausgeworfen wird, umso größer müssen die Druckwellen sein, die in den Gefäßen entstehen. Aus der Höhe dieser Druckwellen das Schlagvolumen errechnen zu wollen, ist aber nur dann zulässig, wenn die Druckschwankungen in den Gefäßen allein abhängig sind von der

absoluten Größe des Schlagvolumens und andere in der Physik des Kreislaufes maßgebenden Faktoren nicht variieren. Von diesen Faktoren wären zu nennen:

a) Das Fassungsvermögen der peripheren Gefäßbahn.

Je größer die Kapazität der peripheren Gefäßbahn ist, umso kleiner werden die durch das Schlagvolumen bedingten Pulsdrucke sein. In diesem Falle ist der relative Füllungszuwachs, der die Amplitude der Pulswelle bedingt, kleiner. Wir sind heute noch nicht in der Lage, genaueres über die individuellen Verschiedenheiten des Fassungsvermögens der Blutgefäße auszusagen. Fürst und Soetbeer nehmen an, daß Fälle mit starken Abweichungen in der Kapazität ihrer Gefäßsysteme doch relativ selten seien. Sie glauben, daß die angeborene Gefäßweite parallel geht mit der Massenentwicklung aller übrigen anatomischen Organe.

b) Die individuelle Dehnbarkeit der Gefäße.

Dieser Faktor spielt weniger unter physiologischen als unter pathologischen Verhältnissen eine Rolle. Denn es ist einleuchtend, daß sich der Elastizitätsmodul bei stark atherosklerotisch veränderten Gefäßen ändern wird.

c) Die Verschiedenheit des Widerstandes, der dem Blut den Austritt aus dem arteriellen in das venöse System erschwert.

Je leichter das Blut austritt, umso geringer wird der durch ein bestimmtes Schlagvolumen erreichte Druckzuwachs sein. Dieser Faktor kann jedoch vernachlässigt werden wegen der kurzen Dauer der Systole. Nur während der Systole wird dem Blut eine stärkere Beschleunigung erteilt.

d) Der Dehnungsgrad, den die Gefäße bei Einsetzen des systolischen Druckzuwachses schon erreicht hatten = diastolischer Druck.

In einem elastischen Gummischlauch ändert sich der Elastizitätsmodul des Materials mit der bereits erfolgten Dehnung. Mit dieser Tatsache hat man auch im Kreislaufsystem zu rechnen. In einem physikalisch-elastischen System wächst der Elastizitätsmodul mit wachsender Dehnung der Wand des Systemes. Einige ältere Forscher (Thoma (63), Marey (64) und Roy (65)) waren zu denselben Ergebnissen für das Kreislaufsystem gekommen. Da andere zu den entgegengesetzten Resultaten gelangten, untersuchten Fürst und Soetbeer experimentell in einem Modellversuch das Verhalten ausgeschnittener arterieller Gefäß-

stücke unter verschiedenen Bedingungen. Sie variierten Füllungszuwachs, Anfangsdruck und Ausflußvolumen und fanden, daß in den Beziehungen zwischen Druck und Füllung in der Aorta zwei Abschnitte auseinanderzuhalten seien. Im ersten Abschnitt, dessen Breite jedoch unter dem physiologisch-diastolischen Druck liegt, sind Füllungszuwachs und Druckanstieg einander annähernd parallel, d. h. das Schlagvolumen ist proportional dem Pulsdruck.

Im zweiten Abschnitt, der für den biologischen Druckablauf allein in Frage kommt, wächst der Druckzuwachs bedeutend rascher als der Füllungszuwachs. Der Pulsdruck ist also keine direkte Funktion des Schlagvolumens mehr. Vielmehr ist die Beziehung: Schlagvolumen: Pulsdruck auszudrücken durch einen Quotienten, dessen Zähler durch den Pulsdruck gebildet wird, in dessen Nenner ein Faktor untergebracht sein muß, der die Steigerung des Pulsdruckes, die unabhängig vom Schlagvolumen durch die Anfangsspannung des Gefäßes bedingt ist, enthält. Es ließ sich experimentell nachweisen, daß diese Größe nicht allein durch den diastolischen Druck gegeben war, ebensowenig aber auch durch den systolischen Blutdruck, wie ihn Strassburger in seinem „Blutdruckquotienten" angibt. Eine gewisse Berechtigung zeigte die Formulierung:

$$\text{Sch. V.} = \frac{\text{Pulsdruck}}{\text{diast. Druck}}$$

Genauere Resultate erhielten die Autoren, wenn sie den Quotienten

$$\frac{p}{d + \frac{p}{3}} \quad \begin{matrix}(p = \text{Pulsdruck}) \\ (d = \text{systol. Druck})\end{matrix}$$

als Maß für das Schlagvolumen verwandten.

Liljestrand und Zander (66) versuchten an gesunden und kreislaufkranken Personen auf empirischem Wege eine Beziehung zu finden zwischen Blutdruckamplitude, Pulsfrequenz und Schlagvolumen. Sie gingen dabei aus von den theoretischen Betrachtungen von Erlanger und Hooker (67) die besagten, daß die Größe der Blutdruckschwingung, der „Pulsdruck" zwar eine Funktion des Schlagvolumens sei, daß dessen absolute Größe aber noch durch andere Faktoren bedingt sei, vor allem durch die Systolendauer. Je größer die Austreibungszeit der Systole sei, desto höher müsse bei gleicher Größe des Schlagvolumens die pulsatorische Drucksteigerung sein. Ein weiterer wichtiger, die Höhe der Amplitude bestimmender Faktor, sei in der individuell

verschieden großen Dehnbarkeit der Arterienwand gegeben. Je steifer das Gefäß, umso größer die Amplitude. Da die Schwierigkeiten der Eliminierung der Faktoren, die unabhängig von der Größe des Schlagvolumens die Höhe des Pulsdruckes bestimmen, außerordentlich groß waren, zogen Erlanger und Hooker es vor, einfach das Produkt aus Frequenz mal Amplitude als relatives Maß des Minutenvolumens zu benützen. Strassburger hatte dafür den Blutdruckquotienten aufgestellt = Verhältnis des Pulsdruckes zum Maximaldruck.

Stone (68) arbeitete mit dem Ausdruck:

$$\frac{\text{Pulsdruck}}{\text{(diast. Druck)}}$$

Bazett (69) setzte hierfür ein:

$$\frac{\text{Pulsdruck}}{\text{(systol. Druck)}^2}$$

Liljestrand und Zander (70) führen den Ausdruck der „reduzierten Amplitude" ein, von der Ueberlegung ausgehend, daß bei der Bestimmung des Schlagvolumens aus der Amplitudengröße derjenige Faktor eliminiert werden müsse, der nicht durch die Blutmenge, sondern durch die Dehnbarkeit der Arterienwand bedingt sei. Diese Dehnbarkeit beruhe einmal auf dem individuellen Aufbau der Arterienwand, zum anderen auf der Spannung, unter der die Wand steht. Da nach den Untersuchungen von Fürst und Soetbeer die Dehnbarkeit der Aorta umgekehrt proportional der Wandspannung, gemessen am Blutdruck ist, so ließe sich dieser Faktor dadurch eliminieren, daß man die Amplitude nach dem Blutdruck korrigiert. Auf diese Weise gewinnt man die Amplitudengröße, die demselben Schlagvolumen bei normalem Blutdruck entspräche. Der normale Mitteldruck wird = 100 gesetzt.

$$\text{Blutdruck} = \text{Mitteldruck} = \frac{s + d}{2}$$

Die Reduktion der Amplitude geschieht einfach so, daß man sie in Prozenten vom Mitteldruck ausdrückt. Die Bestimmung der erforderlichen Größen war relativ einfach. Die Blutdruckmessung erfolgte mit dem Apparat nach Riva-Rocci. Als Vergleichsmethode wurde die Stickoxydul-Methode nach Krogh und Lindhard benützt.

Die Resultate zeigten gute Uebereinstimmung, wenn als relatives Maß für den Blutstrom das Produkt aus Pulsfrequenz mal

reduzierter Amplitude verwendet wurde. Weniger gut war die Uebereinstimmung, wenn die gewöhnliche Amplitude in die Formel eingesetzt wurde.

Während die bisher genannten Autoren rein empirisch verschiedene Ausdrücke zu der Größe des Schlag- bzw. Minutenvolumens in Beziehung brachten, geben Ph. Broemser und O. F. Ranke (71) eine Gleichung an, die alle zur Bestimmung des Schlagvolumens bedeutsamen Kreislauffaktoren enthält. Die Formulierung ist ein Ergebnis der kreislauftheoretischen Untersuchungen von Frank (72) und Broemser. Auf Grund des Studiums der Theorie der Pulswellen erhielten die Autoren eine Anzahl von Gleichungen. Bezügl. der theoretischen Ableitung dieser Gleichungen und ihrer in Modell- und Tierversuch bewiesenen Begründung wird auf die Originalarbeiten von Frank, sowie Broemser und Ranke verwiesen. Die Formulierung, die sich auf den Menschen am einfachsten anwenden läßt und die nach den eigenen Worten der Autoren die Verhältnisse im Kreislauf in weitem Bereich vorkommender Aenderungen annähernd richtig angibt, lautet:

$$\text{Sch. V.} = \frac{\text{Zf. Q. S. T } \left(p_s + \frac{p_i}{2} - p_a\right)}{D \,.\, c \,.\, \varrho}$$

Hierin bedeutet:

Q = Querschnitt der Aorta ascendens
S = Systolendauer
T = Pulsdauer
p_s = systolischer Blutdruck
p_d = diastolischer Blutdruck
p_i = Druck unmittelbar nach Schluß der Aortenklappen d. h. unmittelbar hinter der Inzisur der zentralen Pulskurve
D = Diastolendauer
ϱ = Dichte des Blutes
c = Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta
Zf = Zahlenfaktor

Die Größe dieses Zahlenfaktors wurde von Broemser und Ranke auf Grund von Tierversuchen zu 0.87 angegeben. Mit Hilfe der Differentialmanometermethode wurde das Schlagvolumen eines Tieres durch blutige Messung mittels einer direkt in die Aorta eingebundenen, nach dem Prinzip des Venturimeters konstruierten Kanüle durch Integrierung der Geschwindigkeitskurve

bestimmt.

Aus den Versuchen der Autoren geht hervor, daß dieser Faktor bei demselben Tier selbst bei starken Aenderungen im Kreislaufsystem nahezu konstant bleibt. Seine Größenanordnung schwankt für verschiedene Tierarten nur in geringen Grenzen. Während am Tier durch vergleichende gasanalytische und differentialmanometrische Messungen die Anwendbarkeit der Methode vielfach erprobt war, fehlte es bisher, abgesehen von einigen am Menschen vorgenommenen Einzelversuchen, an größeren Versuchsreihen, die geeignet waren, die Methode der breiteren klinischen Anwendung zugänglich zu machen.

Die im folgenden beschriebenen eigenen Untersuchungen wurden ausgeführt zur Bestimmung des Zahlenfaktors Zf beim Menschen.

Experimenteller Teil.

Als idealste und theoretisch best fundierte aller bisher zur Bestimmung des Minutenvolumens angewandten Methoden, muß die Broemsersche gelten. Sie kann als absolut objektiv bezeichnet werden, da der Experimentator von der Mitwirkung der Versuchsperson unabhängig ist. Er ist in der Lage, von Minute zu Minute nicht nur bei Kreislaufgesunden, sondern auch bei schwer dekompensierten Kranken die Zirkulationsgrößen bestimmen zu können.

Die in der Broemserschen Formulierung enthaltenen arithmetischen Größen sind auf rein physikalischem Wege relativ leicht zu bestimmen.

Broemser und Ranke war es durch Anwendung einer gasanalytischen Vergleichsmethode gelungen, den Zahlenfaktor Zf am Tier zu 0.87 zu bestimmen. Die zahlenmäßige Erfassung dieses Faktors beim Menschen stand noch aus. Zu seiner Ermittlung führten wir an gesunden und später auch an kreislaufkranken Personen eine Reihe von Bestimmungen des Minutenvolumens nach Broemser unter gleichzeitiger Anwendung der Stickoxydulmethode nach Krogh und Lindhard durch.

Die Bestimmung nach Broemser wurde immer vor der Stickoxydulatmung vorgenommen. Dies geschah wegen der aus der Literatur bekannten Aenderung der Zirkulationsverhältnisse durch die bei der Stickoxydulatmung notwendige Atemtechnik. Gelegentlich wurden aber auch noch nach der Stickoxydulaufnahme

physikalische Bestimmungen durchgeführt. Die Resultate wichen in nur ganz geringem Umfange von denen ab, die vor der Stickoxydualatmung mit der Broemserschen Methode erhalten wurden. Dies beweist, daß bei geübten Versuchspersonen die Atemtechnik bei der gasanalytischen Vergleichsmethode keine besonderen Aenderungen der Zirkulation verursacht.

Die Berechnung des Minutenvolumens nach Krogh und Lindhard erfolgt aus der O_2-Aufnahme pro Minute (im Respirationsversuch ermittelt) und aus der O_2-Aufnahme pro Liter Blut = Ausnutzung oder Arterialisierung.

Die Ermittlung der Ausnutzung basiert auf folgender Ueberlegung:

Man läßt ein im Blut leicht und nur physikalisch lösliches Gas atmen. Während einer Atempause wird eine bestimmte Menge dieses Gases von den Lungen zum Blut abgegeben. Die ins Blut übergetretene Gasmenge ist — eine vollständige Sättigung des Blutes vorausgesetzt — abhängig:

a) von der Menge des in der betr. Zeit durch die Lungenkapillaren geströmten Blutes,

b) von dem Partialdruck des Gases in den Alveolen.

c) von dem Absorptionskoeffizienten des betr. Gases im Blut (von Krogh und Lindhard bestimmt zu O. 405 für N_2O bei einer

d) von der verstrichenen Zeit, Temperatur von 37 °.

Dadurch, daß man mit der verschwundenen N_2O-Menge auch die Menge des während der Atempause vom Blute aufgenommener O_2 bestimmt und diese beiden Größen in ein bestimmtes Verhältnis zueinander bringt, wird man durch die errechnete Größe der Ausnutzung unabhängig von der durch den Versuch bewirkten Beschleunigung des Kreislaufes.

Versuchsanordnung und Ausführung des Versuches.

Vor Beginn des Versuches muß die Versuchsperson mindestens 30 Minuten in vollkommener Ruhe verharren. Erst dann hat sich Kreislauf und Atmung den bestehenden Verhältnissen angepaßt. Sind diese Voraussetzungen erfüllt, dann nimmt die mit allen Einzelheiten der Methode, wie Mundstückatmung, Art der Atmung, Nasenklemme usw. schon vor dem eigentlichen Versuch

vollständig vertraute Versuchsperson, das Mundstück in den Mund.

Es erfolgt zunächst die Bestimmung des O_2-Verbrauches pro Minute in dem geschlossenen System von Krogh.

Die Apparatur enthält ein Spirometer, dessen Aluminiumglocke mit destilliertem Wasser abgedichtet ist. Die Glocke dreht sich auf zwei Stahlspitzen um eine horizontale Achse und wird durch ein Gegengewicht genau äquilibriert. Das Rohr, das Versuchsperson und Spirometer verbindet, enthält zur Trennung von Ein- und Ausatmungsluft ein Ventil. Die Exspirationsluft streicht durch ein Gefäß, das mit Natronkalk gefüllt ist und wird CO_2-frei gemacht. Da in dem geschlossenen System der Stickstoffgehalt derselbe bleibt, und die gebildete Kohlensäure absorbiert wird, so muß der aufgenommene Sauerstoff gleich der Volumabnahme in diesem System sein. Die Berechnung des O_2-Verbrauches geschieht aus der geschriebenen Atemvolumkurve.

Zur technischen Durchführung der N_2O-Aufnahme seien folgende Einzelheiten erwähnt:

Das verwendete geeichte Spirometer besitzt zwei Oeffnungen. Die eine größere dient der Atmung, die andere kleinere der Zuführung des N_2O. Der Spirometerinhalt wird durch eine, im Inneren des Spirometers befindliche, elektrisch betriebene Luftschraube gut durchmischt. Die Bewegungen der Spirometerglocke werden auf einemKymographion registriert. DerSchlauch, durch den die Atmung aus dem Spirometer erfolgt, enthält einen metallenen Dreiwegehahn. Dicht hinter dem Hahn schließt ein Gummimundstück den Schlauch ab. Vor dem Hahn, auf der dem Spirometer zugewandten Seite, ist eine kleine Seitenöffnung angebracht, durch die Luftproben entnommen werden können.

Die Mischung im Spirometer besteht aus Außenluft, der 25 bis 30 % N_2O zugesetzt sind.

Zunächst atmet die Versuchsperson Außenluft. Am Ende einer normalen Ausatmung dreht man den Dreiwegehahn zum Spirometer. In der nun folgenden sog. Vorperiode atmet die Versuchsperson dreimal tief aus dem Spirometer. Die dritte Ausatmung soll etwa einen Liter tief sein. Ihr folgt ein Atemstillstand von zehn Sekunden. Während dessen wird eine Probe der ausgeatmeten Luft in eine evakuierte Gassammelröhre entnommen. Die Restexspiration nach Ablauf der Atempause liefert die zweite Alveorlarluftprobe. Die Atmung der Versuchsperson wird auf

dem Kymographion kontrolliert. Dabei wird auf genaues Einhalten der Atempause besonders geachtet. Während der Vorperiode mischt sich die Lungenluft mit der Spirometerluft, und die Schleimhäute des Respirationstraktes sättigen sich mit N_2O. Eine vollständige Sättigung ist wegen der großen Absorptionskraft der Schleimhäute absolut notwendig.

Die Analysen der gesammelten Gasproben wurden an einem Haldaneschen Analysenapparat ausgeführt. Die Kohlensäure wird in einer Absorptionspipette, die mit konzentrierter Kalilauge gefüllt ist, absorbiert; der Sauerstoff in einer Pipette, die eine Lösung von Pyrogallussäure in konzentrierter Kalilauge enthält. Das Stickoxydul wird in einer Verbrennungspipette durch Einleiten von Wasserstoff verbrannt. Der zur Verbrennung benötigte Wasserstoff muß natürlich vollkommen O_2-frei sein. Zu diesem Zweck schaltet man zwei Flaschen mit Pyrogallussäure ein zwischen Kippschen Apparat und Analysenapparat. Zur Kontrolle der absoluten O_2-Freiheit des Wasserstoffes beginnt man nach dem Einfüllen in den Analysenapparat nicht sogleich mit der Verbrennung, sondern überträgt das Gasgemisch zuerst einige Male in die Absorptionspipette für den Sauerstoff. Darauf liest man ab, schwenkt noch öfters durch und sieht nach, ob die Ablesung konstant ist. Der Wasserstoff muß immer im Ueberschuß vorhanden sein. Andernfalls entstehen Verbrennungsprodukte unbekannter Natur, die eine regelmäßige Verbrennung unmöglich machen, auch dann, wenn nachträglich Wasserstoff in genügender Menge zugesetzt wird.

Stickoxydul und Wasserstoff vereinigen sich nach der Formel:

$$\underset{1.\,\text{Vol.}}{N_2O} + \underset{1.\,\text{Vol.}}{H_2} = \underset{0}{H_2O} + \underset{1\,\text{Vol.}}{N_2}$$

Die Kontraktion nach der Verbrennung ist somit gleich der verschwundenen N_2O-Menge.

Die Genauigkeit der Analyse entsprach der von Lindhard verlangten. Es wurden nur Versuche ausgewertet, deren Atemkurve in jeder Beziehung einwandfrei war und zeigte, daß die Atemzüge und besonders der Atemstillstand vollständig mit den Anforderungen der Methode übereinstimmten.

Mit der Verbrennungsanalyse hatten wir erst dann gute Erfolge, als wir nicht die käuflichen Büretten mit direkt in das Glas eingeschmolzenen Platindrähten verwandten, sondern uns solche konstruierten, in denen die Platindrähte auf in das Glas einge-

schmolzenen Kupferdrähten angebracht waren. Andernfalls führte die starke Wärmeentwicklung zum Zerspringen der Bürette.

Ueber die Brauchbarkeit der Methode von Krogh und Lindhard äußert sich R. Weiß (73): „Nach den bisherigen Erfahrungen kann diese Methode als die am besten ausgearbeitete und als die technisch einfachste zur Bestimmung der Ausnutzung bzw. des zirkulatorischen Minutenvolumens beim Menschen empfohlen werden." Auch die von Weiß vorgenommenen blutigen Kontrollen im Tierversuch (Arterien- und Herzpunktion) ergaben gute Uebereinstimmung mit den Werten der Methode von Krogh und Lindhard. Immerhin sind einige Voraussetzungen bei ihrer Anwendung zu beachten:

Bei der Berechnung des Minutenvolumens nach Krogh und Lindhard wird die durchschnittliche N_2O-Spannung während des Versuches als das arithmetische Mittel zwischen Anfangs- und Endspannung betrachtet. Dies ist rein mathematisch nicht richtig, da die Spannung nicht geradlinig, sondern nach einer logarithmischen Kurve abfällt. Der dadurch begangene Fehler dürfte allerdings nicht bei der Berechnung ins Gewicht fallen, da er höchstens ein Prozent erreichen kann.

Weiter muß gefordert werden, daß die Alveolarluftproben auch tatsächlich die wahre Zusammensetzung der Luft in den Lungenalveolen angeben. Das hat zur Voraussetzung, daß die Alveolarluft homogen zusammengesetzt ist, daß die Mischung von Spirometer- und Alveolenluft eine vollständige ist. Dies ist bei der Gleichgewichtsmethode der Fall, wenn man drei Respirationen auf etwa zwei Liter ausführen läßt. Die Zahl der Respirationen darf nicht beliebig vermehrt werden, damit nicht die Mischrespirationen den Kreislauf qualitiv verändern.

Die Methode setzt voraus, daß das Blut N_2O-frei zu den Lungen kommt. Deshalb soll der Versuch mit der Vorperiode zusammen eine halbe Kreislaufdauer zeitlich nicht überschreiten. In der Ruhe beträgt die Kreislaufdauer ungefähr eine Minute. Sie wird jedoch durch die Versuchstechnik verkürzt. Der Kreislauf ist ein labiles System. Aeußere wie innere Faktoren vermögen auf ihn einzuwirken. Während sich die äußeren Bedingungen der Kreislauffunktion definieren lassen, ist dies bei den Einflüssen von seiten des Zentralnervensystems nicht möglich. Es läßt sich nicht vermeiden, daß man bei ungeschulten Versuchspersonen schwankende Werte erhält. Werden mehrere Versuche nach-

einander gemacht, dann müssen die freien Intervalle mindestens 15 Minuten dauern. Noch nach Ablauf dieser Zeit kann die Exspirationsluft Spuren von N_2O enthalten.

Man kann kaum daran zweifeln, daß das Lungengewebe während des Versuches etwas N_2O aufnehmen wird. Wie groß die aufgenommenen Mengen sind, und ob vielleicht das Gas noch an andere Gewebe abgegeben wird, ist schwer zu sagen. Indessen haben Kontrollversuche gezeigt, daß Variationen in der Länge der Vorperioden zwischen 5 und 20 Sekunden keinen meßbaren Einfluß auf die Größe des ermittelten Minutenvolumens ausüben Der Fehler, der von der Absorption von N_2O durch das Lungengewebe herrührt, muß daher sehr klein sein.

Das Stickstoffprozent steigt während des Versuches in der Atempause an. Das kommt vor allem daher, daß sich die in der Lunge eingeschlossene Luftmenge vermindert hat, da weniger CO_2 abgegeben als N_2O und O_2 aufgenommen wurde. Die gefundenen Zahlen müssen korrigiert werden, da die Berechnung fordert, daß sich das Volumen nicht geändert hat.

Die Genauigkeit des Versuches wird vor allem bestimmt durch die Präzision, mit der die Gasanalysen ausgeführt werden. Nach den Untersuchungen von Krogh und Lindhard ist anzunehmen, daß die zufälligen Versuchsfehler zusammen mit den physiologischen Variationen 8,5 % nicht überschreiten. Bei weiblichen Versuchspersonen ist der Fehler etwas größer anzuschlagen wegen der größeren physiologischen Variationsbreite. Jedenfalls liefert die physiologische Variation den größeren Anteil an den Versuchsfehlern.

Der Uebersichtlichkeit halber wurde die O_2-Aufnahme pro Minute und die O_2-Aufnahme pro Liter Blut nacheinander beschrieben. In Wirklichkeit wurden nach der Bestimmung des O_2-Verbrauches pro Minute die Kurven aufgenommen, aus denen die einzelnen in der Broemserschen Gleichung enthaltenen Faktoren ermittelt wurden. Die Werte für S, T und c wurden aus zwei Pulskurven entnommen, die man von der Arteria subclavia und der Arteria femoralis gewann. Zu diesem Zweck wurde die Versuchsperson entspannt gelagert und die beiden Aufnahmekapseln zur Registrierung der Pulskurven auf die pulsierende Arterienstelle der Arteria subclavia und der Arteria femoralis mit Hilfe einer Feder leicht aufgedrückt. Die Geberkapseln waren mit feinstem Condomgummi überzogen. Durch eine verstellbare

Klammer wurden sie in der richtigen Lage gehalten. Die Weiterleitung der durch die Aufnahmekapseln gewonnenen Pulsschwingungen erfolgte vermittels Lufttransmission auf ein optisches System Die Registrierung geschah auf photographischem Wege.

Zu gleicher Zeit mit den Sphygmogrammen wurde eine Blutdruckmessung mit der Manschette von Riva-Rocci nach der Auskultationsmethode von Korotkoff (74) vorgenommen zur Bestimmung von ps und pd. Obwohl der auskultatorischen Methode der Blutdruckmessung der Vorwurf der Ungenauigkeit gemacht wird, da sie eine subjektive Komponente enthalte, gaben wir ihr doch vor der graphischen Methode den Vorzug. Zwar ist das Schwächerwerden des Tones nicht immer mit letzter Sicherheit festzustellen und die Messung des diastolischen Druckes stößt deshalb manchmal auf Schwierigkeiten. Wenn wir die Ergebnisse, die mit der graphischen Methode gewonnen wurden, verglichen mit denen, die wir mit der auskultatorischen erhielten, machten wir öfters die Feststellung, daß in den Fällen, in denen die auskultatorische Methode nur schwer anzuwenden war, auch die graphischen Methoden keine eindeutigen Resultate lieferten. Wir haben den Eindruck, daß von einem geübten Auskultator die auskultatorische Methode mit derselben Genauigkeit angewendet werden kann wie die graphische. Sicherlich hat sie den Vorteil der schnellen Anwendbarkeit vor der graphischen voraus. Und dieser Punkt fällt gerade bei der Broemserschen Methode schwer ins Gewicht. Bietet sie doch den großen Vorteil, auch rasch vorübergehende Aenderungen der Zirkulation momentan zu erfassen. Bleibt die Bestimmungsart des Blutdruckes hinter der Schnelligkeit der Methode zurück, so werden dadurch gerade ihre größten Vorteile in Frage gestellt, und die Genauigkeit der Messungen reduziert.

Die Bestimmung der Pulsdruckamplitude scheint Fehlerquellen zu enthalten, schon aus dem einen Grunde, weil wir an Stelle der Blutdruckmessung in der Aorta uns mit der Feststellung der Blutdruckwerte der A. brachialis begnügen müssen. Methoden, die es ermöglichen, Pulsdruckwerte der Aorta selbst zu erhalten, existieren vorläufig noch nicht (75). Auf jeden Fall kann man aber annehmen, daß die Differenz von systolischem und diastolischem Druck, gemessen an der A. brachialis proportional ist der entsprechenden Differenz der Aortendrucke.

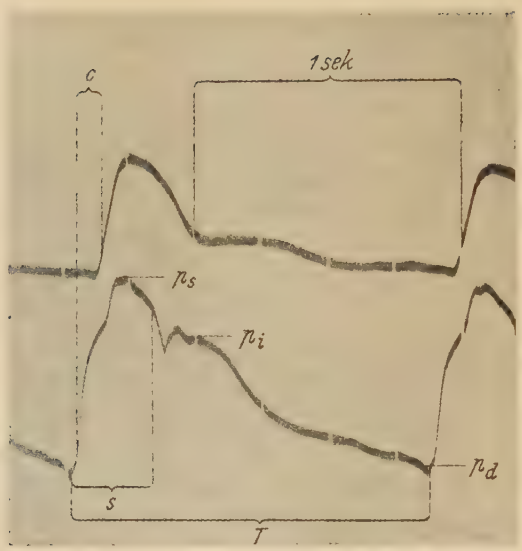

Abb. 1.
In der Abbildung befindet sich oben der Femoralis, unten der Subclaviapuls

Aus Abbildung 1 geht die Berechnungsweise der Pulswerte T, S, D, c hervor. Die Pulsdauer T wurde aus dem Abstand von Fußpunkt zu Fußpunkt der Druckkurve ermittelt. Die Systolendauer S wurde an der Subclaviakurve vom Fußpunkt bis zum Knick ausgemessen. Die Diastolendauer D ergibt sich aus der Differenz: T—S. Die Pulswellengeschwindigkeit c wurde am ersten Wendepunkt der Pulskurven gemessen. Sie bestimmt sich aus der zeitlichen Verschiebung des Wendepunktes in der sphygmographischen Kurve der A. femoralis gegenüber der A. subclavia und der zwischen den Registrierstellen liegenden Arterienstrecke. Die zahlenmäßige Festlegung dieser Strecke erfolgte in der Weise, daß von der Registrierstelle an der A. subclavia über das Manubrium sterni zum Nabel und von da schräg zur Registrierstelle unterhalb des Leistenbandes gemessen wurde. Vom Abgangspunkt der A. subclavia bis zur Registrierstelle verläuft die Welle in umgekehrter Richtung. Deshalb muß die doppelte Länge dieser Strecke vom Gesamtbetrag subtrahiert werden. Nach anatomischen Messungen beträgt die zu subtrahierende Strecke im Mittel 15 cm.

Die Werte für p s und p d entnehmen wir der Blutdruckmes-

sung. p_i ist der Druck unmittelbar hinter der Incisur der zentralen Pulskurve, d. h. unmittelbar nach Schluß der Aortenklappen. Dieser Wert stellt das diastolische Druckmaximum des zentralen Pulses dar. Bei der Messung von pi bleibt aber die erste kurze positive Welle nach der Incisur unberücksichtigt. Es gelingt beim Menschen nicht leicht, respiratorische Schwankungen aus der Subclaviakurve ganz auszuschalten. Die Bestimmung von p i stößt deshalb immer auf Schwierigkeiten. Wo respiratorische Schwankungen nicht ganz zu verhindern waren, wurden Mittelwerte genommen. Ueberhaupt stellen alle hier angegebenen Werte Mittelwerte aus mindestens vier einzeln gemessenen Pulsen dar.

Das spezifische Gewicht des Blutes s wurde allgemein zu 1.055 angenommen.

Die genaue Bestimmung des Aortenquerschnittes Q war noch vor kurzer Zeit unmöglich. Ausgedehnte pathologisch-anatomische Untersuchungen zeigten, daß der Aortenquerschnitt in Beziehung steht zu Alter und Größe des Individuums (76). Diese Beziehungen lassen sich kurvenmäßig darstellen. Dabei können jedoch erhebliche Schwankungen um den Mittelwert vorkommen.

Neuerdings wird deshalb der Aortenquerschnitt Q röntgenologisch mit zufriedenstellender Genauigkeit bestimmt. Die zuverlässigsten Resultate erhält man durch Messung im zweiten schrägen Durchmesser. Dabei ist der Aufnahmemoment von Wichtigkeit. Am besten bewährt sich ein automatischer Auslöser des Verschlusses, bei dem der Stromschluß durch den Carotispuls selbst bewirkt wird im Moment der Systole (77). Aus der auf diese Weise bestimmten Aortenbreite = äußerer Durchmesser der Aorta, kann nach dem Vorgehen von Broemser der lichte Durchmesser durch Multiplikation mit 0,9 errechnet werden. Dieser Faktor ist von Frank (78) übernommen, der feststellte, daß das Verhältnis: Wandstärke zu Radius der ungedehnten Aorta nahezu konstant ist.

Wird auf die absolute Höhe des Resultates der Schlagvolumenbestimmung Wert gelegt, dann ist es notwendig, jedesmal den Aortenquerschnitt röntgenologisch zu bestimmen. Sollen nur relative Veränderungen des Schlagvolumens bei demselben Menschen untersucht werden, dann genügt das Einsetzen eines der Norm entsprechenden Querschnittes, dem man willkürlich einen der Norm entsprechenden Druck zuordnet. Die durch Aenderung des

Druckes erfolgende Aenderung von Q läßt sich nach Angabe von Broemser und Ranke (79) durch die Veränderung der Pulswellengeschwindigkeit bestimmen.

Tabelle 1 zeigt die Ergebnisse von vergleichenden Bestimmungen mit beiden Methoden bei zwölf gesunden und kranken Personen. In vier Fällen wurden an einer Versuchsperson je zwei Versuche vorgenommen, so daß im ganzen 16 Versuche mitgeteilt werden. Im Falle 1 handelte es sich um einen kräftigen 21jährigen Sportsmann, Weitstreckenläufer, der ausgesprochener Vagotoniker war. Er wurde 1 mal früh nüchtern und 1 mal nach einem ausgiebigen Mittagessen untersucht. In Nr. 3 und 4 handelt es sich um einen vollkommen kreislaufgesunden Menschen, der ein nicht blutendes Ulcus duodeni hatte. Alter 23 Jahre. Er wurde 1 mal im Stehen und 1 mal im Liegen untersucht. Auch Fall 5 (32 Jahre alt) hatte ein Ulcus duodeni ohne Komplikationen. In Nr. 6 und 7 handelte es sich um einen Fall von Ischias. Der Patient wurde 1 mal früh nüchtern und 1 mal nach einer subcutanen Gabe von 0.0005 Histamin untersucht. Fall 8 hatte eine Arteriosklerose mit dekompensiertem Emphysem (Alter 58 Jahre). Außerdem war eine chronische Stauungsbronchitis vorhanden. Die Fälle 9 und 10 waren vollständig kompensiert. In Fall 11 war ein nur ganz langsam zurückgehender Resterguß nach einer akuten Pleuritis exsudativa vorhanden. In Nr. 12 und 13 bestand eine beginnende Laennecsche Cirrhose. Der Patient wurde 1 mal vor und 1 mal nach Anlage eines Pneumoperitoneum untersucht. Es wurden 1000 ccm O_2 eingeblasen. In Nr. 14 und 15 handelte es sich um eine akute Glomerulonephritis bei einem 18 Jahre alten Jungen. Patient wurde 1 mal vor Beginn der Digitalisbehandlung und 1 mal 3 Tage später untersucht. Inzwischen hatte er 2.0 gr Digitalis erhalten. In Nr. 16 war ein nach Jodmedikation aufgetretener Morbus Basedow vorhanden. Alle Drucke sind in Zentimeter H_2O mitgeteilt.

Die für ZF gefundenen Werte schwanken zwischen 0.57 und 0,81. Beim selben Fall betrug der Unterschied bei zwei Bestimmungen nicht mehr als 0.08. Der aus allen Bestimmungen berechnete Mittelwert beträgt 0.71. Dieser Faktor zeigt keine wesentliche Abweichung von dem von Broemser und Ranke an Kaninchen und Hunden gefundenen.

Tabelle 1

Nr.	Name	Diagnose	p_s	p_i	p_d	PF	c	S	D	T	Q	M. V. ohne Z_F	Z_F	M. V. mit N_2O	Sch. V.	
1	W. O.	Normal	116	106	70	42	5,07	0,35	1,16	1,51	3,80	5,80	0,81	4,70	111,9	Früh nüchtern
2	W. O.	Normal	151	138	72	47	5,69	0,32	0,95	1,27	4,16	9,96	0,76	7,57	161,0	1 Stde. n. d. Mittagessen
3	W. N.	Ulcus duodeni . .	158	144	100	59	4,88	0,28	0,73	1,02	4,05	9,05	0,64	5,84	98,9	Stehend
4	W. N.	Ulcus duodeni . .	162	151	92	67	5 24	0.25	0,64	0,89	4,21	10,95	0,72	7,92	118,2	Liegend
5	K. R.	Ulcus duodeni . .	170	150	98	58	5,61	0,26	0,78	1.04	3,94	8.06	0,73	5,91	101,8	Früh nüchtern
6	F. R.	Ischias	172	158	104	55	4,92	0,27	0,82	1,09	3,73	8,32	0,63	5,24	95,3	Früh nüchtern
7	F. R.	Ischias	194	172	102	54	6,13	0,29	0,83	1,12	3,95	10,06	0,69	6,96	128,8	20 Min. n. 0,0005 Histamin. subc.
8	R. W.	Emphysem mit Aortenskle·ose .	136	112	88	60	7.16	0,27	0,73	1,00	8,04	11,55	0,75	8,67	144,5	Nach Mittag
9	R. V.	Essent. Hypertonie	256	204	112	55	10,63	0,29	0,80	1 09	4,23	9,39	0,79	7,40	134,5	Früh, nicht nüchtern
10	W. J.	Nephrosklerose .	296	274	132	54	9,08	0,41	0,71	1,12	8,67	6,01	0,78	4,71	87,4	Früh nüchtern
11	W. K.	Pleuritis exsud .	154	130	102	93	5,46	0,16	0,48	0 64	7,55	10,15	0,68	6,92	74.4	Früh nüchtern
12	L. G.	Lebercirrhose . .	146	134	88	81	7,00	0,23	0,51	0,74	5,31	9,70	0,66	6,40	79,0	Nach Mittag vor Pneumoperitoneum
13	L. G.	Lebercirrhose . .	166	151	96	43	10,41	0,58	0,83	1,41	5,86	13,85	0,74	10,24	238,1	40 Min. nach Pneumoperiton. (1000 ccm)
14	H. K.	Nephritis acuta .	216	200	108	60	6,02	0.32	0 67	0,99	4,16	18,04	0,59	10.65	177,5	Nach Mittag
15	H. K.	Nephritis acuta .	268	236	106	44	4,82	0,34	1,03	1,37	5,06	28,64	0,57	16,23	368,8	Nach Mittag n. Digitalis
16	K. W.	Jodbasedow . . .	157	127	60	99	5,29	0,17	0,44	0,60	6,4	12,67	0,79	10,03	101,3	Nach Mittag

Tabelle 2

Nr.	M.V.	R. R.	P.A.	Reduz. P.A.	Proz. verh. Reduz. P. A. P. V. z M. V.	Prozentverhältn. Syst. Druck durch P. A. zu M. V.
1	4.70	116/ 70	46	49	4,4	53
2	7,57	151/ 72	79	71	4,4	25
3	5,54	158/100	58	45	4,5	46
4	7,92	167/ 92	70	54	3,6	29
5	5,91	170/ 98	72	54	5,3	39
6	5,24	172/104	68	49	5,1	48
7	6,96	194/102	92	62	4,8	30
9	8,67	136/ 88	48	43	3,0	32
9	7,40	256/112	144	78	5,8	23
10	4.71	296/132	164	77	8,8	38
11	6,92	154/102	52	33	4,8	42
12	6,40	146/ 88	58	50	5,0	39
13	10,24	166/ 96	70	53	2,2	23
14	10,65	216/108	108	67	3,4	18
15	16,23	268/106	162	87	2,1	10
16	10,03	157/ 60	97	90	8,9	16

In Tabelle 2 werden schließlich noch Vergleiche der gefundenen M.-V.-Werte mit dem Amplituden-Pulsfrequenzprodukt von Liljestrand und Zander und dem Strasburgerschen Verhältnis von P. A. zu systolischem Druck gegeben. Es zeigt sich jedoch, daß die gefundenen Prozentzahlen wohl nur einen orientierenden Wert besitzen. Selbst die Richtung der Ausschläge ist nicht immer dieselbe.

Zusammenfassung.

An gesunden und kreislaufkranken Personen wurden vergleichende Untersuchungen über die Größe des Schlag- bzw. Minutenvolumens mittels der physikalischen Methode nach Broemser und der gasanalytischen nach Krogh und Lindhard vorgenommen und dabei der in der Broemserschen Formulierung in seiner Größenanordnung für den Menschen noch nicht festgelegte Zahlenfaktor Zf zu 0.71 (Mittelwert) bestimmt. Die gefundene Größe zeigt keine wesentliche Abweichung von der von Broemser und Ranke am Kaninchen und Hund bestimmten. Die maximale Abweichung von dem gefundenen Mittelwert ist ein Wert von 0,57. Bei derselben Versuchsperson wurden in Doppelbestim-

mungen maximale Abweichungen von 0,08 gemessen. Das sind 11,3 Prozent. Dabei ist zu betonen, daß die Fehler, die im wesentlichen bei der Bestimmung des Aortenquerschnittes und bei der Ermittelung von p i ps und p d gemacht wurden, für ein und dieselbe Person als ziemlich konstant anzusehen sind. Es handelt sich somit um eine Fehlerkonstante. Je weiter die Methode verbessert wird, umso kleiner wird diese Fehlerkonstante werden.

Die physikalische Methode nach Broemser und Ranke wird sich noch weiter ausbauen lassen im Sinne klinischer Anwendbarkeit. Da die Methode wie keine andere es gestattet, von Minute zu Minute an jedem Patienten, ohne auf dessen aktive Mitarbeit angewiesen zu sein, die wichtigen Zirkulationsgrößen zu bestimmen, dürfte sie berufen sein, in manche noch ungelöste Probleme des Kreislaufes Licht zu bringen.

Lebenslauf

Ich, Hans Peter, bin geboren am 3. Mai 1905 zu Beuggen a. Rh. Meine Mittelschulbildung erhielt ich an den Realgymnasien Waldshut und Freiburg. Im Frühjahr 1925 erhielt ich hier das Zeugnis der Reife. Das Sommer-Semester 1925 widmete ich dem Studium der Rechts- und Staatswissenschaften. Im Herbst 1925 begann ich mit dem Studium der Medizin. Meine vorklinischen Semester verbrachte ich in Freiburg. Im Frühjahr 1928 legte ich hier das medizinische Vorexamen ab. Meine klinischen Studien begann ich in Wien, blieb dort zwei Semester und kam wieder nach Freiburg zurück, wo ich im Frühjahr 1931 das medizinische Staatsexamen bestand.

Für das Zustandekommen der vorliegenden Arbeit bin ich Herrn Dr. Hartl von der medizinischen Klinik in Köln zu größtem Danke verpflichtet, ebenso Herrn Professor Starlinger von der Freiburger med. Klinik, der sich in liebenswürdiger Weise bereit erklärt hat, das Referat zu übernehmen.

Literaturangabe

1) Nagel: Handbuch der Physiologie des Menschen, I. (1905) p. 745. und Tigerstedt: „Die Geschwindigkeit des Blutes in den Arterien.“ Ergebnisse der Physiologie 4. (1905) p. 484.
2) Klewitz: Dtsch. Arch. klin. Med. 128. 51 (1919).
3) Dtsch. Arch. klin. Med. 129, 325 (1919).
4) Das Hämodromometer. Hämodynamik, Leipzig 1850.
5) Die Aichung des Blutstromes in der Aorta des Hundes: Arch. f. (Anat.) u. Physiol. 1886 p. 1.
6) Beschreibung einer registrierenden Stromuhr“ Pflügers Arch. 121, p. 150, 1908.
7) „Eine Stromuhr für die Messung der Blutvolumina der Venen“ Plügers Arch. 121, p. 150, 1908.
8) Pflügers Arch. 178, 31, 1920.
9) Die Thermostromuhr: Zeitschrift f. Biol. 87, 394. Ferner: Zeitschr. f. Biol. 89, 195
10) Physiologie des Menschen. Tüb. 1862, p. 119.
11) Journ. de physiol. de l'homme III. p. 695, 1860.
12) Annales des sciences naturelles, 7, 1867.
13) Zeitschr. f. Biol. 37, p. 1. 1899.
13) Zeitschrift f. Biol. 37. p. 1. 1899. Zaniekowsky: Zeitschr. f. Biol. 39. p. 271. 1900.
14) Föppl: Technische Mechanik. Leipzig 1905. p. 364. O. Frank: Der Ablauf der Strömungsgeschwindigkeit in den Gefäßen. Zeitschr. f. Biol. 88. 1929. p. 252. Lauber: Zeitschr. f. Biol. 88. 1929. p. 277. Fasold und Hartl: Vergleichende Untersuchungen über die Messung der Blutstromstärke mit verschiedenen Methoden. Zeitschr. f. Biol. 88. 1928. p. 305.
15) Der Differentialspygmograph. Zeitschr. f. Biol. 88. p. 264.
16) Arch. f. (Anat.) u. Physiol. 1887. p. 254.
17) Zeitschr. f. Biol. 50. p. 303. 1908.
18) Pflügers Arch. 55. p. 521. 1894.
19) Pflügers Arch. 118. 260.
20a) Pflügers Arch. 120. 400.
20b) Zuntz: Deutsche med. Wochenschr. 1892, Nr. 6.
21) Journ. of physiol. 22. p. 159. 1897.
22) Phylosophical Transactions. 1884. p. 139.
23) B. Kisch: Hdb. norm. u. pathol. Physiol. VII, 2, 1175.
24) „Die Hämodynamik“ Leipzig 1850. p. 181.
25) „Die Erscheinungen und Gesetze der Stromgeschwindigkeiten des Blutes“. Frankfurt 1858.
26) Ergebnisse der Physiol. 4. 1905. p. 484.
27) Sitzungsbericht der med. phys. Gesellschaft zu Würzburg 1870.
28) „Recherches experimentales sur la mesure du volume de sang qui traverse les poumons en un temps donné.“
29) Bohr: Nagels Handbuch d. Physiol. d. Menschen. 1905 p. 187.
30) Landwirtsch. Jhb. 1898, Bd. 17. p. 371.
Compt. rend. d. 1. Soc. de biol. S. VIII. T. III. p. 159.
31) Wiener klin. Wochenschr. 35. 290. (1922).
32) Weiß: Handb. d. biol. Arbeitsm. Abtl. 5. Tl. 8. p. 383.

33) Proc. of the physiol. soc. The Journ. of. Physiol. 42. 17. (1911).
34) Eppinger und Schiller: Wiener Arch. f. klin. Mediz. 2. 590. (1921).
35) Pflügers Arch. 58. 416 (1894).
36) R. Weiß: Handb. d. biol. Arb.-Meth. Abt. 5. Tl. 8. p. 443.
37) Journ. of Physiol. 32. 240. (1905).
38) Journ. of biol. Chem. 54. 121. (1922).
39) Journ. of Path. and Bact. 23. 443. (1920).
40) Journ. of biol. Chem. 61. 523. (1924).
41) Biochem. Zeitschr. 104. 300. (1920).
42) Handb. d. biol. Arbtsmeth. Abt. 5 Tl. 8.
43) Kreislaufprobleme: Münch. med. Wchschr. 1930. 526, 598.
44) Verhandlungen d. dtsch. Ges. f. inn. Med. 42. Kongreß, (Wiesbaden).
45) ibid.
46) Zeitschr. f. experim. Path. u. Ther. 1. 197. (1905).
47) R. Weiß, Handb. d. biol. Arbtsm. Abt. 5. T. 8. p. 512.
48) Klin. Wchschr. 1930. Nr. 21. und Verhandlungen d. dtsch. Ges. f. inn. Med. 42. Kongreß Wiesbaden, 1930.
49) Zeitschr. f. Balneol. 4. 373, 409, 441. (1911).
50) R. Weiß: Handb. d. biol. Arbtsmeth. Abt. 5. Tl. 8. p. 530.
51) Americ. Journ. of Physiol. 73. 193. (1925).
52) Verhandl. d. dtsch. Ges. f. inn. Med. 42. Kongr.
53) Ibid. und klin. Wchschr. 1930, Nr. 21.
54) Handb. d. biol. Arbtsmeth. Abt. 5. Tl. 8. p. 530 ff.
55) Americ. Journ. of physiol. 73. p. 193, 203 u. 204 (1925).
56) „Minutenvolumenbestimmung mit Acethylen als Fremdgas.“ Klin. Wchsch. 1930, Nr. 21 und Siebeck: Klin. Wchsch. 1929, Nr. 8, 2121.
57) Americ. Journ. of physiol. 88. 438 (1929).
58) John Hopkins hosp. reports. 12. 145. (1904).
59) Dtsch. Arch. f. klin. Med. 82, 459. (1905), ferner 85, 618 und 91, 378. Zeitschr. f. klin. Med. 54, 373 (1904).
60) Pflügers Arch. 1890. Bd. 46 .p. 159.
61) Pflügers Arch. 1891. Bd. 49. p. 74.
62) Dtsch. Arch. f. klin. Med. 90, 190 (1907).
63) Thoma und Käfer: „Ueber die Elastizität gesunder und kranker Arterien.“ Virch. Arch. Bd. 116 (1889).
64) Physiol. expérim. Paris, 1880. Bd. 4.
65) Journ. of Physiol. III. p. 133 (1881).
66) Zeitschr. f. exp. Med. 59, 105 (1928).
67) John Hopkins hosp. reports 12. 145 (1904).
68) Zeitschr. f. experim. Med. 59, 105 (1928).
69) Ibid.
70) Zeitschr. f. exp. Med. 59, 105 (1928). Ferner V. Euler und Liljestrand. Skand. Arch. Physiol. 55, 1 (1929).
71) Zeitschr. f. Biol. 1930, Bd. 90. p. 467.
72) Zeitschr. f. Biol. 85, 91, Broemser, Zeitschr. f. Biol. 88, 296. Ferner: Lauber, Zeitschr. f. Biol. 88, 2777. Ferner: Fasold u. Hartl, Zeitschr. f. Biol. 88, 305.
73) Hdb. d. biol. Arbtsmeth. Abt. 5. Tl. 8. p. 550.
74) Mil. ärztl. Akademie, St. Petersburg, 1905, 5.
75) H. Straub: Abderhaldens Hdb. d. biol. Arbtsmeth. V, 2, 135. A. Müller: ibid. V, 8, 1. Staehelin und A. Müller: Ztschr. f. exp. Med. 39, 210, 157 und 46, 263, 332 und 71, 1.

76) Thoma: Untersuchungen über die Größe und das Gewicht der anatomischen Bestandteile des menschl. Körpers, Leipzig 1882. Suter: Arch. f. exp. Path. 39, 289 (1897).
77) Lauber und Przywara: Ztschr. f. klin. Med. 114, 1930. p. 96.
78) Sitz. ber. d. Ges. f. Morphol. u. Physiol. 1926. p. 23.
79) Ztschr. f. Biol. 90, 1930. 467.